

19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift  
10 DE 43 38 215 A 1

51 Int. Cl.<sup>8</sup>:  
H 04 R 29/00  
H 04 R 25/00

21 Aktenzeichen: P 43 38 215.0  
22 Anmeldetag: 9. 11. 93  
43 Offenlegungstag: 11. 5. 95

DE 43 38 215 A 1

71 Anmelder:  
Geers, Wolfgang, 44137 Dortmund, DE

74 Vertreter:  
Manitz, G., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.; Finsterwald, M.,  
Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing., 80538 München;  
Rotermund, H., Dipl.-Phys., 70372 Stuttgart; Heyn,  
H., Dipl.-Chem. Dr.rer.nat., Pat.-Anwälte, 80538  
München

72 Erfinder:  
Erfinder wird später genannt werden

56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht zu ziehende Druckschriften:

DE-AS	10 31 835
DE	41 28 172 A1
DE	41 07 903 A1
DE	33 25 955 A1
SU	15 80 592 A1

54 Verfahren zur Bestimmung der Hörgeräte-Ersteinstellung

57 Es wird ein Verfahren zur Optimierung der Anpassung von  
Hörgeräten beschrieben, bei dem dem Patienten natürliche,  
zeitlich veränderliche Klangbilder vorgespielt werden, deren  
Lautheit zu bewerten ist.

DE 43 38 215 A 1

DE 43 38 215 A1

1

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Optimierung der Anpassung von Hörgeräten, bei dem in Abhängigkeit vom individuellen Hörverlust frequenz- und/oder schallpegelabhängige Verstärkungsparameter ermittelt werden, wobei von einer Tonquelle eine Anzahl von bezüglich der Lautheit zu bewertenden, hinsichtlich Frequenz und/oder Schallpegel unterschiedlichen akustischen Signalen erzeugt, die ermittelten Bewertungen mit denen von Normalhörern verglichen und die Verstärkungsparameter in Abhängigkeit von den sich aus dem Vergleich ergebenden Abweichungen eingestellt werden.

Es ist bekannt, daß es für den Versorgungserfolg von Hörgeräteträgern von entscheidender Bedeutung ist, daß zum einen das den individuellen Gegebenheiten bestmöglich Rechnung tragende Hörgerät ausgewählt und zum anderen das jeweilige Gerät hinsichtlich der erforderlichen Verstärkung in den verschiedenen Frequenzbereichen sowie hinsichtlich des maximal zulässigen und auch des minimal erwünschten Schalldruckpegels bestmöglich eingestellt wird, um der Art und dem Grad des jeweiligen Hörverlustes Rechnung zu tragen und sicherzustellen, daß der Ausgangsschalldruckpegel genügend hoch über der Hörschwelle liegt, jedoch die Unbehaglichkeitsschwelle nicht überschreitet.

Beim Anpassen von Hörgeräten muß folglich der Verlauf des Lautheitempfindens des Patienten in Abhängigkeit von der Frequenz festgestellt werden, damit aufgrund der dabei ermittelten Funktion die jeweils für unterschiedliche Frequenzen geltenden Verstärkungsparameter des Hörgeräts entsprechend eingestellt werden können.

Um die genannte Funktion des Lautheitempfindens über der Frequenz ermitteln zu können, werden dem Patienten bei bisher bekannten Verfahren verschiedene künstliche Signale mit verschiedenen Testfrequenzen und unterschiedlichen Schallpegeln dargeboten. Als Signale werden bei diesen bekannten Verfahren, die als Hörfeldskalierungsverfahren bezeichnet werden, reine Sinustöne, Schmalbandrauschen sowie Breitbandrauschen eingesetzt.

Jeweils nach der Darbietung eines einzelnen Signals muß der Patient die dabei subjektiv empfundene Lautheit in eine mit gleichen Abständen unterteilte Kategorienskala einordnen, deren einzelne Intervalle lediglich verbal bezeichnet sind. Nach dem als "Methode des absoluten Urteils" bekannten Verfahren werden die einzelnen Intervalle beispielsweise mit "sehr leise", "leise", "mittel", "laut" und "sehr laut" bezeichnet.

Mit diesen bekannten Verfahren werden oftmals nur unzureichende Ergebnisse erzielt.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Optimierung der Anpassung von Hörgeräten zu schaffen, bei dem eine bessere individuelle Anpassung des Hörgeräts an den Patienten ermöglicht wird, wobei insbesondere die Signifikanz der vom Patienten bei der Durchführung des Hörfeldskalierungsverfahrens abgegebenen Bewertungen erhöht werden soll.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Tonquelle eine Anzahl von unterschiedlichen, natürlichen, zeitlich veränderlichen Klangbildern erzeugt, deren Frequenz- und/oder Schallpegelbereiche meßtechnisch erfaßt werden, um eine Zuordnung der Abweichungen zu den verschiedenen Frequenz- und/oder Schallpegelbereichen zu ermöglichen.

Erfindungsgemäß werden dem Patienten also anstelle

2

der bisher üblichen künstlichen und unnatürlichen Signale natürliche Klangbilder wie z. B. Musik oder auch in der normalen Umgebung des Patienten vorkommende Alltagsgeräusche dargeboten. Dies führt dazu, daß sich der Patient bezüglich des ihn während der Durchführung des Hörfeldskalierungsverfahrens umgebenden Hörfelds in einer gewohnten Hörumgebung befindet. Somit wird es für den Patienten deutlich einfacher, signifikante Aussagen über die empfundene Lautheit zu treffen, da er die dargebotenen Klangbilder ohne weiteres mit bereits in seinem Gedächtnis abgespeicherten Klangmustern vergleichen kann und sich nicht mehr wie bisher auf die Wahrnehmung von neuen, ungewohnten Klängen konzentrieren muß. Auf diese Weise wird zudem auch vermieden, daß der Patient durch ungewohnte Klangeindrücke einer Stresssituation ausgesetzt wird.

Durch eine gezielte Auswahl der darzubietenden Klangbilder kann beim Patienten erfindungsgemäß sogar bewußt eine Entspannungssituation hervorgerufen werden, in der erfahrungsgemäß besonders signifikante Aussagen über das subjektive Lautheitempfinden getroffen werden. Für diesen Fall eignet sich z. B. das Darbieten von Musik, insbesondere klassischer Musik, wobei ein Musikstück beispielsweise über einen Zeitraum von 2 bis 3 Minuten angeboten wird.

Bei der Darbietung der Klangbilder sollte darauf geachtet werden, daß stets unverfälschte und ungefilterte Hörsignale vorliegen.

Verfolgt man den speziellen Zweck des Hervorrufens einer Entspannungssituation beim Patienten durch das Anbieten von Musik nicht, so ist es auch möglich, im täglichen Leben vorkommende Klangbilder, wie z. B. Verkehrslärm, Hundebellen, Wasserrauschen od. dgl. zu verwenden.

Prinzipiell eignet sich die Verwendung von solchen Klangbildern, bei denen sich Frequenz und Schallpegel innerhalb eines möglichst großen Bereichs verändern, da so allein durch Darbieten eines einzelnen Klangbildes bereits Aufschluß über das subjektive Lautheitempfinden des Patienten bei vielen unterschiedlichen Frequenzen und Schallpegeln gewonnen werden kann.

Um Erkenntnisse über das Lautheitempfinden in Abhängigkeit von Frequenz und Schallpegel gewinnen zu können, ist es nötig, das sich zeitlich verändernde Spektrum des dargebotenen Klangbildes in Form von in zeitlichen Abständen berechneten Kurzzeitspektren zu ermitteln. Vorzugsweise wird alle 100 ms ein Kurzzeitspektrum berechnet, wobei sich die dafür herangezogenen Zeitbereiche zweier aufeinanderfolgender Kurzzeitspektren auch überlappen können.

Für die Erfassung des subjektiven Lautheitempfindens des Patienten muß dieser während der gesamten Zeit der Darbietung eine Rückmeldung darüber abgeben, wie laut er das dargebotene Klangbild aktuell gerade empfindet. Der Patient kann diese Rückmeldung beispielsweise mittels eines herkömmlichen Joysticks oder einer Computermouse abgeben.

Der Patient kann zwischen verschiedenen Lautheitsstufen unterscheiden und die Schaltvorrichtung entsprechend betätigen. Auf diese Weise läßt sich über die Zeitdauer der Darbietung eines Klangbildes eine kontinuierliche, speicherbare Lautheitempfindungskurve ermitteln.

Bei der vom Patienten durchgeführten Bewertung ist zu berücksichtigen, daß er nur mit einer gewissen Verzögerung reagieren kann, wobei eine typische Reaktionszeit in etwa bei 300 ms liegt. Falls der Patient folglich beispielsweise mittels eines Joysticks eine Lautheit-

empfindungskurve erzeugt, so ist diese beim Vergleich mit den zeitlich aufeinanderfolgenden Kurzzeitspektren des Klangbildes um das Zeitintervall der Reaktionszeit in die Zukunft zu verschieben, um so eine korrekte Zuordnung von Kurzzeitspektren und empfundener Lautheit zu erhalten.

Vorzugsweise erfolgt die vom Patienten durchzuführende Bewertung der Lautheit, insbesondere der Gesamtlautheit der einzelnen Klangbilder, in einer vorzugsweise 5-stufigen Skala. Es kann jedoch, wie bereits erwähnt, auch eine stufenlose Skala zur Anwendung kommen.

Die ermittelten Bewertungen werden mit denen von Normalhörern verglichen, woraufhin die Verstärkungsparameter des Hörgeräts entsprechend den sich aus dem Vergleich ergebenden Abweichungen eingestellt werden können.

In einem zweiten Bewertungsschritt kann dann vorzugsweise noch eine weitere Bewertung in einer Feinskala erfolgen, wobei hier die Stufen der beim ersten Bewertungsschritt verwendeten Skala nochmals feiner unterteilt sind. Insbesondere ist es möglich, den zweiten Bewertungsschritt entsprechend dem in der DE 41 07 903 A1 offenbarten Verfahren durchzuführen. Auf diese Weise läßt sich eine optimale Feinabstimmung der Hörgeräte erreichen.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur Optimierung der Anpassung von Hörgeräten, bei dem in Abhängigkeit vom individuellen Hörverlust frequenz- und/oder schallpegelabhängige Verstärkungsparameter ermittelt werden, wobei von einer Tonquelle eine Anzahl von bezüglich der Lautheit zu bewertenden, hinsichtlich Frequenz und/oder Schallpegel unterschiedlichen akustischen Signalen erzeugt, die ermittelten Bewertungen mit denen von Normalhörern verglichen und die Verstärkungsparameter in Abhängigkeit von den sich aus dem Vergleich ergebenden Abweichungen eingestellt werden, dadurch gekennzeichnet, daß die Tonquelle eine Anzahl von unterschiedlichen, natürlichen, zeitlich veränderlichen Klangbildern erzeugt, deren Frequenz- und/oder Schallpegelbereiche meßtechnisch erfaßt werden, um eine Zuordnung der Abweichungen zu den verschiedenen Frequenz- und/oder Schallpegelbereichen zu ermöglichen.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß mittels der Tonquelle Klangbilder in Form von Musiksignalen erzeugt werden.
3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß Musiksignale in Form von klassischer Musik erzeugt werden.
4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß mittels der Tonquelle im täglichen Leben vorkommende Klangbilder, wie z. B. Verkehrslärm, Hundebellen, Wasserrauschen oder dergleichen erzeugt werden.
5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß in kurzen Zeitabständen, insbesondere alle 100 ms, das Spektrum und/oder der Schallpegel der Klangbilder ermittelt wird.
6. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Bewertung der Lautheit eine Schaltvorrichtung jeweils dann betätigt wird, wenn sich die Lautheit der

Klangbilder verändert, wobei die Schaltstellungen entsprechend einer Kategorienskala gewählt werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der zeitliche Verlauf der Betätigung der Schaltvorrichtung gespeichert wird.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß bei der Zuordnung der Lautheitsbewertung zu den einzelnen Zeitabschnitten der Klangbilder die Reaktionszeit des Bewertenden berücksichtigt wird.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß jeweils die Gesamtlautheit der einzelnen Klangbilder bewertet wird.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Bewertung der Lautheit in einer zumindest 5-stufigen Skala erfolgt.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß in einem zweiten Schritt eine weitere Bewertung innerhalb der einzelnen Stufen, der zumindest 5-stufigen Skala in einer Feinskala erfolgen kann.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der zweite, eine Feinabstimmung der Hörgeräte ermöglichende Bewertungsschritt nach dem in der DE 41 07 903 A1 offenbarten Verfahren durchgeführt wird.

- Leerseite -

★ GEER/ W01 95-180135/24 ★ DE 4338215-A1  
Determining initial setting for hearing aid. Involves playing natural  
time varying sound-images whose volume is to be evaluated to  
patient

GEERS W 93.11.09 98DE-4338215

(95.05.11) H01R 29/00, 25/00

To optimise the adjustment of a hearing aid, a method is used in  
which the frequency or noise level dependent amplification  
parameters are determined in dependence on individual hearing  
loss. A number of acoustic signals of different frequency and/or  
sound level, whose volume is to be evaluated, are generated from a  
sound source. The derived values are compared with those for  
normal hearing and the amplification parameters are adjusted in  
dependence of the deviations shown by the comparison.

The sound source generates a number of natural, time varying  
sound pictures or images whose frequencies and/or noise level  
ranges are detected to enable the deviations to be allocated to the  
different frequency and/or noise level ranges.

**ADVANTAGE** - Allows hearing aid to be adjusted to  
requirements of individual patient and increases significance of  
values derived by carrying out audio field scaling method.

(5pp Dwg.No.0/0)

N95-141404

W01-Y03A W01-Y20

©1995 DERWENT INFORMATION LIMITED

Derwent House 14 Great Queen Street London WC2B 5DF England UK

Derwent Incorporated

1420 Spring Hill Road Suite S25 McLean VA 22102 USA

Unauthorised copying of this abstract not permitted



**DERWENT**

Science and Patent Information

**BEST AVAILABLE COPY**